

# BUNDESREPUBLIK DEUTSCHLAND



## Prioritätsbescheinigung über die Einreichung einer Patentanmeldung



**Aktenzeichen:** 103 02 567.7

**Anmeldetag:** 22. Januar 2003

**Anmelder/Inhaber:** Siemens Aktiengesellschaft, München/DE

**Bezeichnung:** Bildgebendes Tomographiegerät mit wenigstens zwei Strahler-Detektor-Systemen und Verfahren zum Betrieb eines solchen Tomographiegeräts

**IPC:** A 61 B, G 01 T, H 05 G



Die angehefteten Stücke sind eine richtige und genaue Wiedergabe der ursprünglichen Unterlagen dieser Patentanmeldung.

München, den 15. Oktober 2003  
Deutsches Patent- und Markenamt

Der Präsident  
Im Auftrag

Faust

## Beschreibung

Bildgebendes Tomographiegerät mit wenigstens zwei Strahler-Detektor-Systemen und Verfahren zum Betrieb eines solchen Tomographiegeräts

Die Erfindung betrifft ein bildgebendes Tomographiegerät, insbesondere ein Röntgen-Computertomographie-Gerät, zur Untersuchung eines Untersuchungsobjektes, mit zumindest

- 10 - einem ersten Aufnahmesystem, umfassend einen ersten Strahler und eine erste Datenerfassungseinheit zur Detektion der vom ersten Strahler ausgehenden Strahlung, und
- einem zweiten Aufnahmesystem, umfassend einen zweiten Strahler und eine zweite Datenerfassungseinheit zur Detek-
- 15 tion der vom zweiten Strahler ausgehenden Strahlung, wobei die beiden Aufnahmesysteme mit einem in azimuthaler Richtung konstanten Winkelabstand um eine gemeinsame Rotationsachse umlauffähig sind.

20 Die Erfindung bezieht sich außerdem auf ein Verfahren zum Betrieb eines bildgebenden Tomographiegeräts zur Untersuchung eines Untersuchungsobjektes, wobei das Tomographiegerät zumindest

- ein erstes Aufnahmesystem, umfassend einen ersten Strahler und eine zugeordnete erste Datenerfassungseinheit, und
- ein zweites Aufnahmesystem, umfassend einen zweiten Strahler und eine zugeordnete zweite Datenerfassungseinheit, aufweist und wobei die Aufnahmesysteme mit einem in azimuthaler Richtung konstanten Winkelabstand um eine gemeinsame Rotationsachse umlauffähig sind.
- 30

Derartige Tomographiegeräte sind beispielsweise bekannt aus den Patentschriften US 4,991,190, US 4,384,359, US 4,196,352, US 5,966,422 und US 6,421,412 B1. Der Vorteil, den derartige

35 Tomographiegeräte mit mehreren Aufnahmesystemen gegenüber einem Gerät mit einem einzigen Aufnahmesystem aufweisen, liegt in einer erhöhten Datenaufnahmerate, die zu einer geringeren

Aufnahmezeit führt, und/oder in einer erhöhten zeitlichen Auflösung. Eine verkürzte Aufnahmezeit ist von Vorteil, weil damit Bewegungsartefakte im rekonstruierten Bild, beispielsweise verursacht durch freiwillige oder unfreiwillige Bewegungen des Patienten und/oder durch Arythmien in der Herzbe-  
5      wegung, minimiert werden. Dies ist insbesondere von Bedeutung, falls beispielsweise mittels eines Spiral Scans ein größeres Volumen, beispielsweise des Herzens, abgetastet wird. Eine erhöhte Zeitauflösung ist beispielsweise zur Dar-  
10     stellung von Bewegungsabläufen notwendig, weil dann die zur Rekonstruktion eines Bildes verwendeten Daten in möglichst kurzer Zeit aufgenommen werden müssen. Dies wurde bisher durch Erhöhung der Rotationsgeschwindigkeit der Aufnahmesys-  
15     teme zu erreichen versucht, jedoch nehmen mit zunehmender Rotationsgeschwindigkeit die Beschleunigungskräfte und daraus resultierende mechanische Probleme stark zu. Derartige Probleme können mit dem eingangs genannten Tomographiegerät, welches mehrere in azimuthaler Richtung voneinander beabstandet angeordnete, d.h. gegeneinander "verdrehte", Aufnahmesysteme,  
20     also Strahler-Detektor-Kombinationen, aufweist, gelöst werden. Besonders vorteilhaft ist das eingangs beschriebene Tomographiegerät für den Fall, dass solche Spiral-Rekonstruktionsalgorithmen zur Rekonstruktion von Bildern aus dem von den Detektoren erzeugten Rohdaten verwendet werden, die nur Projektionsdaten aus einem Winkelintervall von  $180^\circ$  benötigen, weil dann die Aufnahmezeit beispielsweise bei Vorhanden-  
25     sein von zwei Aufnahmesystemen auf ein Viertel der für eine volle Umdrehung benötigten Messzeit reduziert wird. Eine solche Betriebsweise ist auch für die vorliegende Erfindung vor-  
30     teilhaft.

Bei Röntgen-Computertomographie-Geräten können durch im Untersuchungsobjekt gestreute Röntgenquanten ungewünschte Artefakte im CT-Bild entstehen, falls neben den Primärquanten  
35     auch die gestreuten Röntgenquanten zum Detektor gelangen. Dem wird im allgemeinen durch sogenannte Streustrahlenkollimatoren oder Streustrahlenraster entgegengewirkt, die dem Detek-

tor unmittelbar vorgelagert sind. Die aus absorbierendem Material aufgebauten Kollimatoren stellen durch entsprechend feine und passend ausgerichtete Kanäle sicher, dass nur die nicht abgelenkten und somit bildrelevanten Röntgenquanten zum Detektor gelangen. Durch eine Vergrößerung der Kollimatorhöhe, also durch eine zunehmende Tiefe der Kanäle, könnte zwar die Streustrahlenunterdrückung verbessert werden, jedoch ginge dies auf Kosten der Effizienz. Zudem wäre eine derartige Steigerung der Kollimatorhöhe nur schwer mechanisch beherrschbar und würde zudem die Kosten für das Detektorsystem erhöhen.

Es sind auch numerische Verfahren zur Streustrahlenkorrektur bekannt, so z.B. aus dem Fachartikel von B. Ohnesorge, T. Flohr, K. Klingenbeck-Regn mit dem Titel „Efficient object scatter correction algorithm for third and fourth generation CT scanners“, Eur. Radiol. 9, Seiten 563 - 569, 1999. Dabei wird durch ein Faltungsmodell der auf die Streustrahlung zurückgehende Anteil an der Bildintensität ermittelt, von dem gemessenen Signal subtrahiert und so ein weitergehend auf die Primärquanten zurückgehendes Signal erhalten.

Der Erfindung liegt die Aufgabe zugrunde, die Bildqualität bei einem Tomographiegerät der eingangs genannten Art zu verbessern.

Diese Aufgabe wird gemäß der Erfindung bezogen auf das eingangs genannte Tomographiegerät dadurch gelöst, dass Mittel vorhanden sind, um während des Umlaufens der Aufnahmesysteme abwechselnd Strahlen von jeweils einem der Strahler zu dem Untersuchungsobjekt gelangen zu lassen.

Die Erfindung betrifft somit insbesondere eine Weiterentwicklung eines Tomographiegeräts mit zwei oder mehr Aufnahmesystemen, die zur Aufnahme von Projektionsdaten aus einer Vielzahl unterschiedlicher Projektionsrichtungen hergerichtet und

insbesondere zur Erstellung von Schichtaufnahmen und/oder zur 3D-Abtastung des Untersuchungsobjekts ausgebildet sind.

Die Erfindung geht von der grundlegenden Überlegung aus, dass bei einem Tomographiegerät mit mehreren Aufnahmesystemen, insbesondere bei einem Mehr-Röhren-System, vermehrt Streustrahlungsartefakte auftreten können, da bei simultaner Nutzung beider Strahler, insbesondere beider Röntgenröhren, jeder Detektor von beiden Strahlern Signale erhalten würde („cross talk“). Die Erfindung geht dabei auch von der Erkenntnis aus, dass z.B. bei einem Zwei-Röhren-System mit zwei um  $90^\circ$  versetzten Aufnahmesystemen mit Streustrahlenkollimatoren keine ausreichende Streustrahlenunterdrückung erreichbar ist, weil die von der einen Röhre kommenden und um  $90^\circ$  zur Seite gestreuten Quanten mit hoher Wahrscheinlichkeit die gleiche Ausbreitungsrichtung haben wie bildrelevante, von der anderen Röhre kommende Primärquanten und somit kaum unterdrückbar sind.

Eine weitere Erkenntnis der Erfindung liegt darin, dass numerische Verfahren zur Streustrahlenkorrektur nur mit geringer Effizienz anwendbar sind, weil die üblicherweise für eine Vorwärtsstreuung erstellten Korrekturmodelle bei einem Tomographiegerät mit mehreren Aufnahmesystemen nicht ausreichen würden.

Bei dem Tomographiegerät nach der Erfindung gelangen zum Beispiel alternierend Röntgenquanten von nur einer einzigen Röntgenröhre der insgesamt umlaufenden Röntgenröhren zum Untersuchungsobjekt. Daraus ergibt sich in vorteilhafter Weise die Möglichkeit zu vermeiden, dass zu dem von einer der Datenerfassungseinheiten erzeugten Projektionsdatensatz streustrahlungsverursachte Signalbeiträge gelangen, die von den/r nicht diese Datenerfassungseinheit mit Primärstrahlung versorgenden Röntgenröhre(n) stammen.

Die Mittel zum Wechsel in der Bestrahlung umfassen vorzugsweise eine Steuereinheit. Diese Steuereinheit kann eine Steuereinheit sein wie sie auch bei herkömmlichen Tomographiegeräten zur Ansteuerung der Rotation, der Strahler und optional der Datenerfassungseinheiten vorhanden ist, die aber speziell zur Realisierung des Erfindungsgegenstandes hergerichtet ist.

Nach einer besonders bevorzugten Ausgestaltung ist die Steuereinheit derart ausgebildet, dass die Strahler abwechselnd aktivierbar sind. Hierzu kann die Steuereinheit beispielsweise auf den Strahlern zugeordnete Energieversorgungseinrichtungen, insbesondere auf zugeordnete Röntgengeneratoren, einwirken.

Nach einer anderen besonders bevorzugten Ausgestaltung ist die Steuereinheit derart ausgebildet, dass die Datenerfassungseinheiten abwechselnd aktivierbar sind.

Dabei ist ganz besonders vorteilhaft die Steuereinheit derart ausgebildet, dass die Datenerfassungseinheiten synchron mit dem jeweils zugehörigen Strahler aktivierbar sind. Es werden also nur die jeweils „richtigen“ Strahlen erfasst, insbesondere keine Streustrahlen von den gerade nicht aktiven Strahlern.

Vorzugsweise ist die Steuereinheit derart ausgebildet, dass von jedem der Aufnahmesysteme Projektionsdaten nacheinander aus einer Vielzahl unterschiedlicher Projektionsrichtungen generierbar sind, wobei die Projektionsdaten abwechselnd mit dem Wechsel in der Bestrahlung von einem der Aufnahmesysteme generierbar sind. Es wird also auf einer Zeitskala ein Wechsel in der Bestrahlung vorgenommen, die der Zeitskala der Erfassung von Projektionsdaten aus unterschiedlichen Richtungen entspricht.

Nach einer anderen speziellen Weiterbildung umfassen die Mittel zum Wechsel in der Bestrahlung Blendeneinrichtungen, die

derart ansteuerbar sind, dass abwechselnd jeweils einer der Strahler ausgeblendet ist.

Die Mittel zum Wechsel in der Bestrahlung können auch durch  
5 einen mit den Datenerfassungseinheiten in Verbindung stehenden Bildrechner realisiert sein, der derart ausgebildet ist, dass von einer solchen Datenerfassungseinheit generierte Daten, dessen zugehöriger Strahler gerade nicht zu dem Untersuchungsobjekt strahlt, nicht zur Bildrekonstruktion herangezogen werden.  
10

Die Erfindung ist auch bei einem Tomographiegerät mit zwei oder mehr Aufnahmesystemen mit voneinander unterschiedlich großem Fächerwinkel oder Messfeld von Vorteil. Dabei sind  
15 insbesondere die von den beiden Aufnahmesystemen bei Rotation um die Rotationsachse abgetasteten maximalen Messfelder unterschiedlich groß. Das kann heißen, dass die maximalen Fächeröffnungswinkel der beiden Aufnahmesysteme unterschiedlich groß sind. Auch können die Längen der beiden Detektoren -  
20 gemessen in azimuthaler Richtung - unterschiedlich groß sein. Bei der medizinischen Untersuchung eines Patienten ist es von besonderem Vorteil, falls das erste Messfeld zur Abtastung des gesamten Körperquerschnitts des Patienten und das zweite Messfeld zur Abtastung eines Teils des Körperquerschnitts des  
25 Patienten, insbesondere des Bereichs des Herzens, hergerichtet ist.

Insbesondere sind bei dem Tomographiegerät nach der Erfindung die beiden Aufnahmesysteme in einer gemeinsamen Ebene angeordnet. Daraus ergibt sich der Vorteil, dass Artefakte infolge einer ungewollten Bewegung des Patienten (Atmung etc.) minimiert sind. Es sind aber auch Ausgestaltungen denkbar, wonach die beiden Aufnahmesysteme in Richtung der Rotationsachse voneinander beabstandet und/oder voneinander beabstandet  
30 positionierbar sind.  
35

Die eingangs genannte Aufgabe wird gemäß der Erfindung bezogen auf das eingangs genannte Verfahren dadurch gelöst, dass das Untersuchungsobjekt während des Umlaufens der Aufnahmesysteme abwechselnd von Strahlen von jeweils einem der Strahler durchstrahlt wird. Insbesondere ist immer nur die Bestrahlung von genau einem der Strahler präsent.

Das Verfahren nach der Erfindung ist insbesondere bei dem Tomographiegerät nach der Erfindung anwendbar. Vorteile und bevorzugte Ausgestaltungen des Tomographiegeräts nach der Erfindung gelten für das Verfahren nach der Erfindung analog.

Nach einer bevorzugten Ausgestaltung des Verfahrens findet der Wechsel in der Bestrahlung während eines Umlaufs um das Untersuchungsobjekt mehrfach statt. Der Wechsel geschieht insbesondere mit einer konstanten Wiederholungsrate, beispielsweise mit einer Periodendauer im Bereich von Millisekunden oder Mikrosekunden.

Nach einer anderen bevorzugten Ausgestaltung werden von jedem der Aufnahmesysteme Projektionsdaten nacheinander aus einer Vielzahl unterschiedlicher Projektionsrichtungen aufgenommen, wobei die Projektionsdaten abwechselnd mit dem Wechsel in der Bestrahlung von einem der Aufnahmesysteme aufgenommen werden.

Ebenfalls bevorzugt werden die Strahler abwechselnd aktiviert.

Nach einer bevorzugten Weiterbildung werden die Datenerfassungseinheiten abwechselnd aktiviert.

Insbesondere werden die Datenerfassungseinheiten synchron mit dem jeweils zugehörigen Strahler aktiviert.

Drei Ausführungsbeispiele eines Tomographiegeräts nach der Erfindung werden nachfolgend anhand der Figuren 1 bis 7 näher



erläutert. Die Figuren dienen auch der Erläuterung des Verfahrens nach der Erfindung. Es zeigen:

- 5           Figur 1   ein erstes Ausführungsbeispiel eines Tomographiegeräts nach der Erfindung in einer teil-perspektivischen Gesamtdarstellung,
- 10          Figur 2   zwei Aufnahmesysteme des Tomographiegeräts der Figur 1 in einer Querschnittsdarstellung,
- Figur 3   ein Zeitdiagramm zur Erläuterung der Ansteuerung der beiden Aufnahmesysteme der Figuren 1 und 2,
- 15          Figur 4   zwei Aufnahmesysteme eines Tomographiegeräts nach der Erfindung gemäß einem zweiten Ausführungsbeispiel in einer Querschnittsdarstellung,
- 20          Figur 5   Details des zweiten Ausführungsbeispiels betreffend eine Blendeneinrichtung in einer vereinfachten Prinzipdarstellung,
- Figur 6   Details eines dritten Ausführungsbeispiels betreffend eine Blendeneinrichtung in einer vereinfachten Prinzipdarstellung, und
- 25          Figur 7   die Blendeneinrichtung der Figur 6 im geschlossenen Zustand.

30       **Figur 1** zeigt ein erstes Ausführungsbeispiel eines Tomographiegeräts 1, hier eines Röntgen-Computertomographiegeräts, mit einer zugeordneten Lagerungseinrichtung 3 zur Aufnahme und Lagerung eines Untersuchungsobjektes 5, z.B. eines Patienten. Mittels einer beweglichen Tischplatte der Lagerungseinrichtung 3 ist der Patient mit dem gewünschten Untersuchungs- oder Scanbereich in eine Öffnung 7 (Durchmesser 70

35       cm) im Gehäuse 8 des Tomographiegeräts 1 einführbar. Im Inneren des Gehäuses 8 ist eine nicht sichtbare Gantry ange-

bracht, die einen mit hoher Geschwindigkeit um eine durch den Patienten 5 verlaufende Rotationsachse 9 rotierbaren Messwagen aufweist. Bei einem Spiralscan wird mit der Lagerungseinrichtung 3 außerdem ein kontinuierlicher axialer Vorschub  
5 vorgenommen.

Zur Bedienung des Tomographiegeräts 1 durch einen Arzt oder eine Assistentin ist eine Bedieneinheit 10 vorhanden.

10 Zum Erreichen einer kurzen Scanzeit und/oder einer hohen Zeitauflösung sind auf dem Messwagen mehrere Aufnahmesysteme, im Beispiel zwei Aufnahmesysteme ( $n=2$ ), fest angebracht. Ein  
erstes der Aufnahmesysteme weist als ersten Strahler 11 eine Röntgenröhre auf und sowie eine erste Datenerfassungseinheit  
15 DMS1, die als ersten Detektor 13 ein achtzeiliges (achtzeihiges) Röntgendetektorarray umfasst. Ein zweites Aufnahmesystem umfasst als zweiten Strahler 15 eine gesonderte Röntgenröhre und ferner eine zweite Datenerfassungseinheit DMS2, die als  
zweiten Detektor 17 ein gesondertes achtzeiliges (achtzeihiges) Röntgendetektorarray umfasst. Die Anordnung der beiden  
20 Strahler 11, 15 und der beiden Detektoren 13, 17 auf dem Messwagen ist während des Betriebs des Tomographiegeräts 1 fest, so dass auch deren relative Abstände während des Betriebs konstant sind.

Die Röntgendetektorarrays sind auf Basis einer elektronisch auslesbaren Szintillatorkeramik, einer sogenannten UFC-Keramik, hergestellt. Es können auch sogenannte Flächendetektoren, z.B. mit 256 oder mehr Zeilen, zum Einsatz kommen. Die  
30 von den Röntgendetektorarrays erzeugten elektronischen Signale werden in einer jeweils nachgeschalteten elektronischen Datenverarbeitungseinheit 14 bzw. 18 konditioniert, die zusammen mit dem jeweils zugehörigen Detektor 13 bzw. 17 die betreffende Datenerfassungseinheit DMS1 bzw. DMS2 bilden. In  
35 den Datenverarbeitungseinheiten 14 bzw. 18 werden die elektronischen Signale insbesondere integriert und optional digi-

talisiert. Jede Datenverarbeitungseinheit 14 bzw. 18 kann folgende nicht explizit gezeichnete Komponenten umfassen:

- a) pro Detektorelement einen Integrator,
- 5 b) einen den Integratoren nachgeschalteten Multiplexer,
- c) ein dem Multiplexer nachgeschaltetes Elektronikelement zum zeilenweisen Auslesen und Verstärken der Signale von den einzelnen Detektorelementen,
- d) einen nachgeschalteten Analog-Digital-Wandler und
- 10 e) optional eine „Arithmetic Logic Unit“ (ALU).

Die so erhaltenen Projektionsdaten der beiden quasi-kontinuierlich abtastenden Aufnahmesysteme sind über Schleifringe oder ein optisches Übertragungssystem dem stationären Teil  
15 der Gantry und dann einem Bildrechner 19 zugeführt. In dem Bildrechner 19 werden sie unter Anwendung eines Bildrekonstruktionsalgorithmus zu einem CT-Bild verarbeitet, das auf einer Anzeigeeinrichtung 20 darstellbar ist. Der Bildrechner 19 ist derart ausgebildet, dass die Rekonstruktion eines Bildes unter Verwendung von Projektions- oder Rohdaten beider  
20 Aufnahmesysteme durchführbar ist. Dabei werden die Projektionsdaten der beiden Aufnahmesysteme unter Berücksichtigung deren Relativabstandes zunächst zu einem gemeinsamen Projektions- oder Rohdatensatz zusammengefasst („gemischt“).

Gesteuert wird das Tomographiegerät 1 von einer Steuereinheit 21, die mit dem Bildrechner 19 und mit der Bedieneinheit 10 in Verbindung steht. Die Steuereinheit 21 steht über eine Datenübertragungsstrecke L1 auch mit den Datenverarbeitungseinheiten 14 bzw. 18 in Verbindung. Außerdem wirkt die Steuereinheit 21 über eine Datenübertragungsstrecke L2 auf eine den Messwagen antreibende Antriebseinrichtung 22 und über Datenübertragungsstrecken L3, L4 auf zwei Röntgengeneratoren 23, 24 ein, welche die beiden Röntgenröhren mit Energie versorgen.  
35 Die Röntgengeneratoren 23, 24 sind nur schematisch angedeutet und können auch zumindest teilweise auf dem Messwagen

angeordnet sein. Im Regelfall wird die elektrische Energie über Schleifringe zu den beiden Röntgenröhren transportiert.

**Figur 2** zeigt die beiden Aufnahmesysteme der Figur 1 im Detail. Es ist insbesondere dargestellt, wie die beiden Strahler 11, 15 (Fokus F1 bzw. F2) auf einer gemeinsamen Umlaufbahn 29 um die senkrecht auf der Zeichenebene stehende Rotationsachse 9 in Pfeilrichtung umlaufen und abwechselnd einen Röntgenstrahlenfächer abstrahlen, der jeweils mit Randstrahlen 31 bzw. 35 und einem Mittenstrahl 33 bzw. 37 dargestellt ist. Während der jeweiligen Abstrahlung werden Rohdaten aus unterschiedlichen Projektionswinkeln für eine nachfolgende Bildrekonstruktion generiert. In der Querschnittsdarstellung der Figur 2 ist jeweils eine Zeile der Detektoren 13 bzw. 17 mit jeweils mehreren Detektorelementen 13a, 13b, 13c bzw. 17a, 17b, 17c, ... dargestellt.

Die Bogenlängen oder Längen der um den jeweiligen Fokus F1, F2 des zugeordneten Strahlers 11 bzw. 15 gekrümmten Detektoren 13 bzw. 17 sind unterschiedlich, so dass sich in der Darstellung der Figur 2 unterschiedlich große detektierbare Röntgenbündel für die beiden Aufnahmesysteme und unterschiedlich große maximale Messfelder 38 bzw. 39 ergeben.

Zur Einblendung der von den Strahlern 11 bzw. 15 ausgehenden Röntgenstrahlenbündel in Richtung der Rotationsachse 9, also auch zur Auswahl einzelner oder mehrerer Detektorzeilen, ist dem ersten Aufnahmesystem eine erste Einblendeinrichtung 41 und dem zweiten Aufnahmesystem eine zweite Einblendeinrichtung 45, beide jeweils strahlerseitig, zugeordnet. Die beiden Einblendeinrichtungen 41, 45 können beispielsweise jeweils zwei in Richtung parallel zur Rotationsachse 9 verschiebbare Blendenbacken aufweisen.

Der - zumindest während der Aufnahme konstante - azimutale Winkelabstand  $\alpha$  der Aufnahmesysteme - gemessen zwischen den Linien „Fokus-Drehzentrum“, hier identisch mit den Mitten-

strahlen 33 bzw. 37 - beträgt bei einer Anzahl  $n$  von Aufnahmesystemen vorzugsweise im Wesentlichen  $360^\circ/(2n)$ , das heißt im Beispiel der Figur 1 ( $n=2$ ) im Wesentlichen  $90^\circ$ , so dass nach  $1/(2n)$  eines vollen Rotationsumlaufs ( $360^\circ$ ) ein Winkelbereich von  $180^\circ$  kumulativ abgetastet wird, der für die meisten nachfolgenden Bildrekonstruktionsalgorithmen ausreichend ist. Im Zusammenhang mit der Erfindung wird vorzugsweise ein Spiralrekonstruktionsalgorithmus verwendet, der mit Projektionsdaten einer halben Umdrehung auskommt.

10

Die Steuereinheit 21 wirkt derart auf die Röntgengeneratoren 23, 24 ein, dass die Röhren oder Strahler 11, 15 abwechselnd strahlen.

15 In **Figur 3** ist in einem zweiteiligen Diagramm jeweils über der Zeit  $t$  der Verlauf von den Wechselbetrieb gewährleistenden (normierten) Steuersignalen  $S1$  bzw.  $S2$  für das erste (oben) bzw. das zweite (unten) Aufnahmesystem der Figuren 1 und 2 dargestellt: Die Steuereinheit 21 aktiviert während des Umlaufs des Messwagens abwechselnd einen der beiden Strahler 20 11, 15, die somit alternierend in einem gepulsten Röhrenbetrieb strahlen. Außerdem schaltet die Steuereinheit 21 phasengleich oder synchron mit dem jeweils zugehörigen Strahler 11, 15 die Datenerfassungseinheiten DMS1, DMS2. Wenn der erste Strahler 11 strahlt, integriert allein die zugeordnete erste Datenerfassungseinheit DMS1 die auf ihren Detektor 13 einfallenden Quanten. Wenn zu einem späteren Zeitpunkt nur der zweite Strahler strahlt, integriert allein die zugeordnete zweite Datenerfassungseinheit DMS2 die auf ihren Detektor 30 17 einfallenden Quanten. Die beiden zu den jeweiligen Strahlzeitpunkten aufgenommenen Projektionsdaten - aufgenommen bei sich um  $90^\circ$  unterscheidenden Projektionsrichtungen - ergeben zusammen einen ersten Messwertsatz  $i$  („reading“), der ausgelesen wird. Anschließend wird mit dem gleichen Wechsel in der Bestrahlung ein zweiter Messwertsatz  $i+1$  ausgelesen. Während 35 eines Umlaufs werden ca. 100 bis 1000 Messwertsätze, typisch

360, gewonnen, so dass ein Zeitintervall  $\Delta t$  für einen Messwertsatz in etwa 1 msec beträgt.

Während der Strahlzeit des zweiten Strahlers 15 wird jeweils  
5 keine vom ersten Strahler 11 herrührende Strahlung im zweiten Detektor 17 detektiert und umgekehrt. Die Detektoren 13, 17 arbeiten intermittierend.

In **Figur 4** sind mit gestrichelten Linien Strahlenverläufe von  
10 gestreuten Röntgenquanten eingezeichnet, die bei dem Tomographiegerät 1 nicht störend sind, weil sie nur dann auftreten, wenn der Detektor 13 bzw. 17, zu dem sie gelangen, gerade nicht mit Primär-Röntgenquanten versorgt wird und nicht detektiert.

15 In **Figur 4** ist außerdem ein zweites Ausführungsbeispiel dargestellt, das weitgehend mit dem ersten Ausführungsbeispiel identisch ist, bei dem aber im Gegensatz dazu die Steuereinheit 21 im Hinblick auf einen Wechselbetrieb nicht - über die  
20 Röntgengeneratoren 23, 24 - auf die Strahler 11, 15, sondern auf diesen nachgeordnete Blendeneinrichtungen 71, 72 einwirkt. Diese Blendeneinrichtungen 71, 72 sind beispielsweise zusätzlich zur den Einblendeinrichtungen 41, 45 vorhanden und schieben wechselweise ein Absorbererelement vor einen der  
25 Strahler 11 bzw. 15. Der Wechsel in der Bestrahlung erfolgt bei dem zweiten Ausführungsbeispiel im Gegensatz zum ersten Ausführungsbeispiel also nicht elektrisch im Rahmen der Leistungszufuhr, sondern mechanisch. Die Strahler 11, 15 können hierbei kontinuierlich strahlen.

30 In **Figur 5** ist als Detail des zweiten Ausführungsbeispiels der Aufbau der Blendeneinrichtungen 71, 72 als System mit rotierendem Absorbererelement gezeigt. Die Darstellung erfolgt in Blickrichtung entgegen der Abstrahlrichtung der Strahler 11  
35 bzw. 15. Jede der Blendeneinrichtungen 71, 72 weist als Absorbererelement eine sektorartige Teilkreisscheibe 75 (hier: Halbkreisscheibe; allgemein ist die Bogenlänge in etwa  $360^\circ$  -

360°/n) aus einem röntgenstrahlenabsorbierenden Material auf. Die Teilkreisscheibe 75 ist um eine parallel zur Abstrahlrichtung verlaufende Achse 76 in Pfeilrichtung 77 sehr schnell drehbar, so dass ein Röhrenaustrittsfenster 78 der Strahler 11 und 15 abwechselnd überdeckt bzw. nicht überdeckt und nicht überdeckt bzw. überdeckt ist.

In den **Figuren 6 und 7** ist ein drittes Ausführungsbeispiel in gleicher Blickrichtung (oben) wie bei Figur 5 und senkrecht dazu (unten) dargestellt, bei dem der Wechsel in der Bestrahlung ebenfalls mechanisch erfolgt. Das dritte Ausführungsbeispiel ist weitgehend mit dem zweiten Ausführungsbeispiel identisch und unterscheidet sich im wesentlichen in dem dargestellten Detail des Aufbaus der Blendeneinrichtungen 71, 72. Hierbei erfolgt die Abschirmung durch jalousie-artig angeordnete röntgenstrahlenabsorbierende Absorberbleche 81, 82. In Figur 6 ist die Blendeneinrichtung 71, 72 im offenen Zustand und in Figur 7 im geschlossenen Zustand, jeweils aus zwei verschiedenen Blickrichtungen, gezeigt.

20

Bei dem Ausführungsbeispiel des Tomographiegeräts 1 gemäß den Figuren 1 bis 7 sind die beiden Aufnahmesysteme, das heißt insbesondere die jeweiligen Verbindungslinien zwischen Strahler und Detektor, so zum Beispiel auch die jeweiligen Mittenstrahlen 23 bzw. 27, in einer gemeinsamen Ebene, das ist die Zeichnungsebene der Figuren 2 und 4, angeordnet. In solcher Ausführung ist das CT-Gerät besonders zur Darstellung von Bewegungsabläufen mit hoher Zeitauflösung geeignet.

Obgleich in den Ausführungsbeispielen nur Tomographiegeräte mit zwei Aufnahmesystemen dargestellt sind, sind die der Erfindung zugrunde liegenden Gedanken auch auf Tomographiegeräte mit drei oder mehr Aufnahmesystemen anwendbar. Die Erfindung ist z.B. auf den Gebieten der Medizintechnik und der Materialuntersuchung, insbesondere Gepäckuntersuchung, anwendbar.

## Patentansprüche

1. Bildgebendes Tomographiegerät (1), insbesondere Röntgen-Computertomographie-Gerät, zur Untersuchung eines Untersuchungsobjektes (5), mit zumindest

- einem ersten Aufnahmesystem, umfassend einen ersten Strahler (11) und eine erste Datenerfassungseinheit (DMS1) zur Detektion der vom ersten Strahler (11) ausgehenden Strahlung, und

- einem zweiten Aufnahmesystem, umfassend einen zweiten Strahler (15) und eine zweite Datenerfassungseinheit (DMS2) zur Detektion der vom zweiten Strahler (15) ausgehenden Strahlung, wobei die Aufnahmesysteme mit einem in azimuthaler Richtung konstanten Winkelabstand ( $\alpha$ ) um eine gemeinsame Rotationsachse (9) umlauffähig sind,

d a d u r c h g e k e n n z e i c h n e t, dass Mittel vorhanden sind, um während des Umlaufens der Aufnahmesysteme abwechselnd Strahlen von jeweils einem der Strahler (11, 15) zu dem Untersuchungsobjekt (5) gelangen zu lassen.

2. Tomographiegerät (1) nach Anspruch 1,

d a d u r c h g e k e n n z e i c h n e t, dass die Mittel eine Steuereinheit (21) umfassen.

3. Tomographiegerät (1) nach Anspruch 2,

d a d u r c h g e k e n n z e i c h n e t, dass die Steuereinheit (21) derart ausgebildet ist, dass die Strahler (11, 15) abwechselnd aktivierbar sind.

4. Tomographiegerät (1) nach Anspruch 2 oder 3,

d a d u r c h g e k e n n z e i c h n e t, dass die Steuereinheit (21) derart ausgebildet ist, dass die Datenerfassungseinheiten (DMS1, DMS2) abwechselnd aktivierbar sind.



5. Tomographiegerät (1) nach einem der Ansprüche 2 bis 4, dadurch gekennzeichnet, dass die Steuereinheit (21) derart ausgebildet ist, dass die Datenerfassungseinheiten (DMS1, DMS2) synchron mit dem jeweils zugehörigen Strahler (11, 15) aktivierbar sind.

6. Tomographiegerät (1) nach einem der Ansprüche 2 bis 5, dadurch gekennzeichnet, dass die Steuereinheit (21) derart ausgebildet ist, dass von jedem der Aufnahmesysteme Projektionsdaten nacheinander aus einer Vielzahl unterschiedlicher Projektionsrichtungen generierbar sind, wobei die Projektionsdaten abwechselnd mit dem Wechsel in der Bestrahlung von einem der Aufnahmesysteme generierbar sind.

15

7. Tomographiegerät (1) nach einem der Ansprüche 1 bis 6, dadurch gekennzeichnet, dass die Mittel Blendeneinrichtungen (71, 72) umfassen, die derart ansteuerbar sind, dass abwechselnd jeweils einer der Strahler (11, 15) ausgeblendet ist.

20

8. Tomographiegerät (1) einem der Ansprüche 1 bis 7, dadurch gekennzeichnet, dass die Mittel einen mit den Datenerfassungseinheiten (DMS1, DMS2) in Verbindung stehenden Bildrechner (19) umfassen, der derart ausgebildet ist, dass von einer solchen Datenerfassungseinheit (DMS1) generierte Daten, dessen zugehöriger Strahler (11) gerade nicht zu dem Untersuchungsobjekt (5) strahlt, nicht zur Bildrekonstruktion herangezogen werden.

30

9. Verfahren zum Betrieb eines bildgebenden Tomographiegeräts (1) zur Untersuchung eines Untersuchungsobjektes (5), insbesondere eines Tomographiegeräts (1) nach einem der Ansprüche 1 bis 8, wobei das Tomographiegerät (1) zumindest  
- ein erstes Aufnahmesystem, umfassend einen ersten Strahler (11) und eine zugeordnete erste Datenerfassungseinheit (DMS1), und

35

- ein zweites Aufnahmesystem, umfassend einen zweiten Strahler (15) und eine zugeordnete zweite Datenerfassungseinheit (DMS2),

5 aufweist und wobei die Aufnahmesysteme mit einem in azimuthaler Richtung konstanten Winkelabstand ( $\alpha$ ) um eine gemeinsame Rotationsachse (9) umlauffähig sind,  
d a d u r c h g e k e n n z e i c h n e t , d a s s  
das Untersuchungsobjekt (5) während des Umlaufens der Aufnahmesysteme abwechselnd von Strahlen von jeweils einem der  
10 Strahler (11, 15) durchstrahlt wird.

10. Verfahren nach Anspruch 9,  
d a d u r c h g e k e n n z e i c h n e t , d a s s  
der Wechsel in der Bestrahlung während eines Umlaufs um das  
15 Untersuchungsobjekt (5) mehrfach stattfindet.

11. Verfahren nach Anspruch 9 oder 10,  
d a d u r c h g e k e n n z e i c h n e t , d a s s  
von jedem der Aufnahmesysteme Projektionsdaten nacheinander  
20 aus einer Vielzahl unterschiedlicher Projektionsrichtungen aufgenommen werden, wobei die Projektionsdaten abwechselnd mit dem Wechsel in der Bestrahlung von einem der Aufnahmesysteme aufgenommen werden.

12. Verfahren nach einem der Ansprüche 9 bis 11,  
d a d u r c h g e k e n n z e i c h n e t , d a s s  
die Strahler (11, 15) abwechselnd aktiviert werden.

13. Verfahren nach einem der Ansprüche 9 bis 12,  
30 d a d u r c h g e k e n n z e i c h n e t , d a s s  
die Datenerfassungseinheiten (DMS1, DMS2) abwechselnd aktiviert werden.

14. Verfahren nach einem der Ansprüche 9 bis 13,  
35 d a d u r c h g e k e n n z e i c h n e t , d a s s  
die Datenerfassungseinheiten (DMS1, DMS2) synchron mit dem jeweils zugehörigen Strahler (11, 15) aktiviert werden.

## Zusammenfassung

Bildgebendes Tomographiegerät mit wenigstens zwei Strahler-Detektor-Systemen und Verfahren zum Betrieb eines solchen Tomographiegeräts

Es ist bildgebendes Tomographiegerät (1), insbesondere Röntgen-Computertomographie-Gerät, zur Untersuchung eines Untersuchungsobjektes (5) beschrieben, das zumindest zwei Aufnahmesysteme aufweist, jeweils umfassend einen Strahler (11, 15) und eine Datenerfassungseinheit (DMS1, DMS2) zur Detektion der vom zugehörigen Strahler (11, 15) ausgehenden Strahlung. Die Aufnahmesysteme sind mit einem in azimuthaler Richtung konstanten Winkelabstand ( $\alpha$ ) um eine gemeinsame Rotationsachse (9) umlauffähig. Es sind Mittel vorhanden, um während des Umlaufens der Aufnahmesysteme abwechselnd Strahlen von jeweils einem der Strahler (11, 15) zu dem Untersuchungsobjekt (5) gelangen zu lassen. Daraus ergibt sich zum Beispiel in vorteilhafter Weise die Möglichkeit zu vermeiden, dass zu dem von einer der Datenerfassungseinheiten (DMS1, DMS2) erzeugten Projektionsdatensatz streustrahlungsverursachte Signalbeiträge von den nicht diese Datenerfassungseinheit (DMS1, DMS2) mit Primärstrahlung versorgenden Röntgenröhren gelangen.

FIG 3



FIG 2

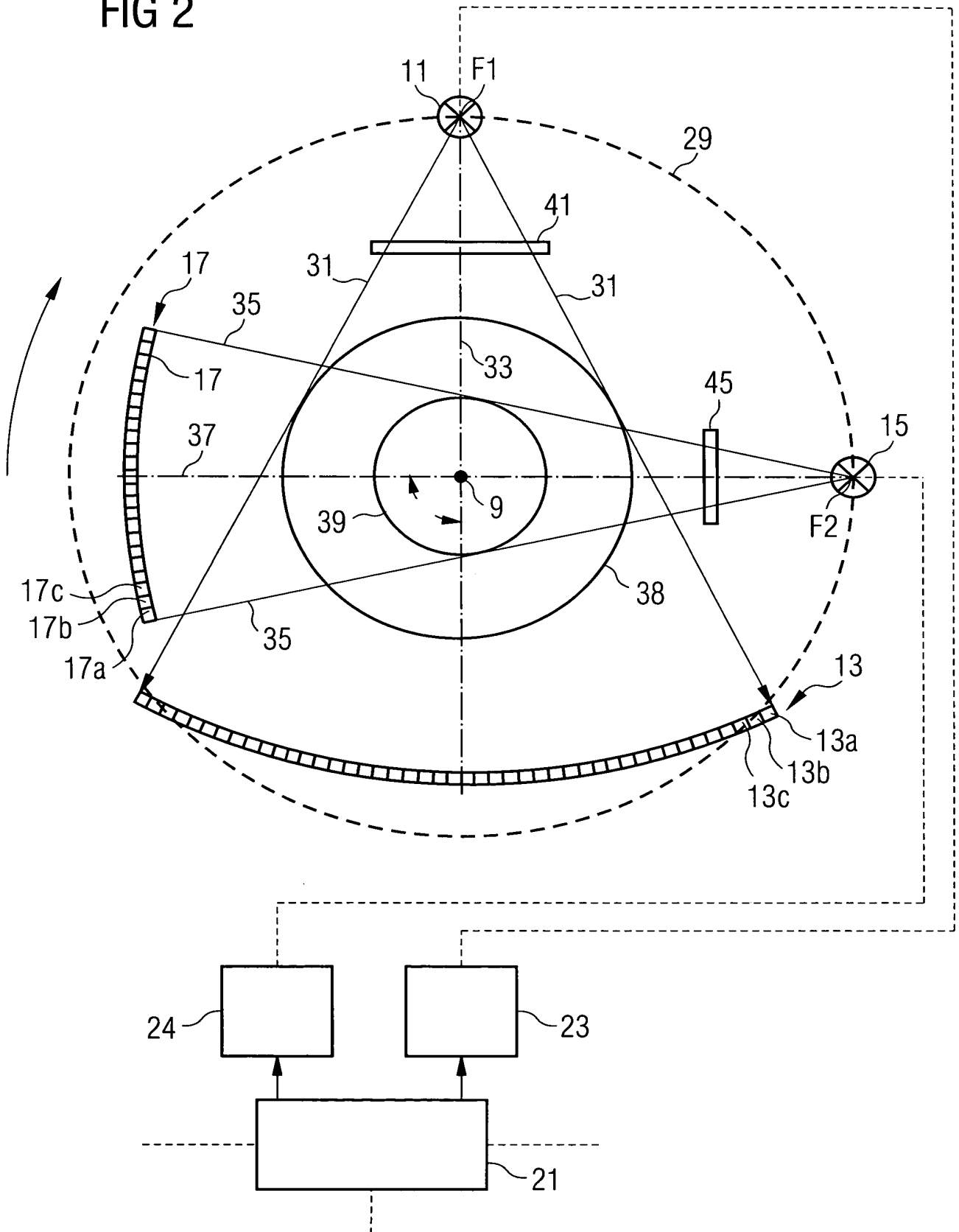


FIG 3

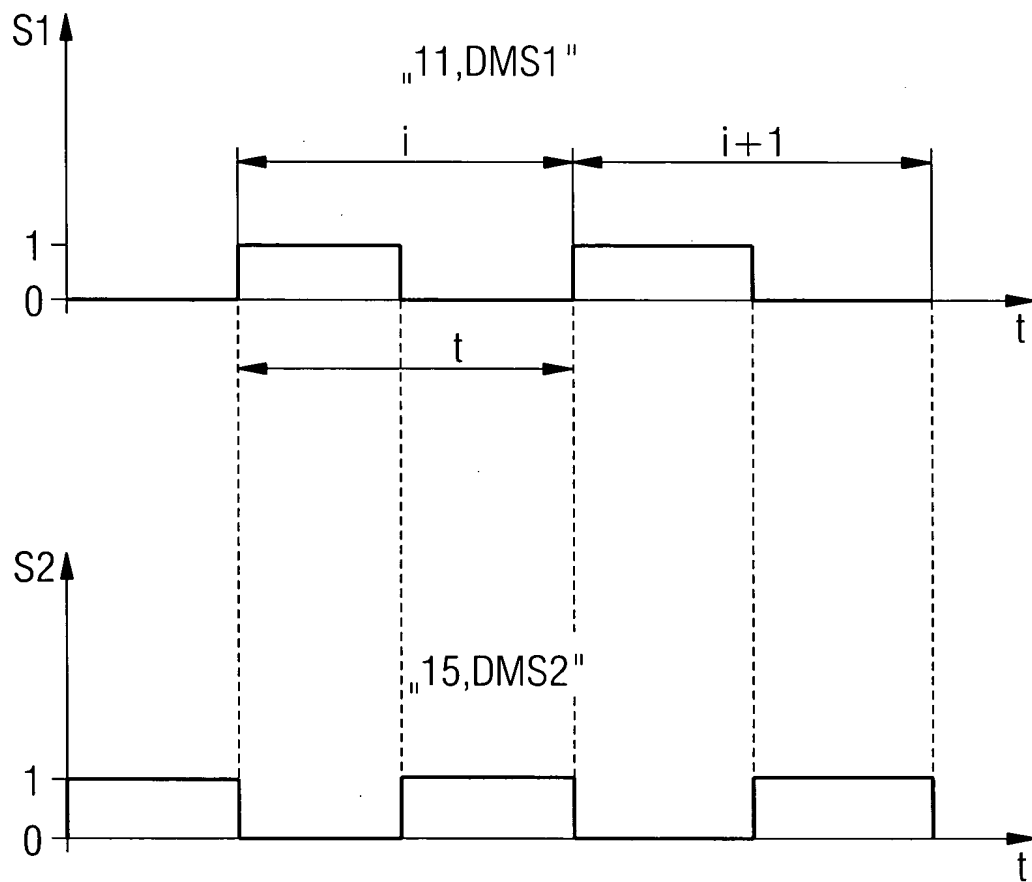




FIG 5

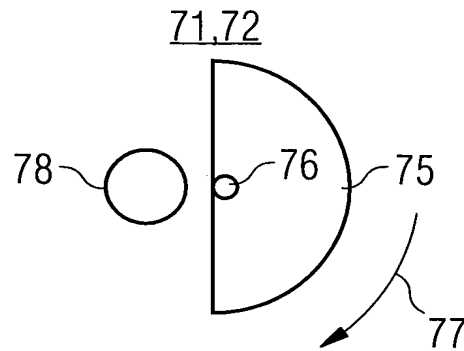


FIG 6

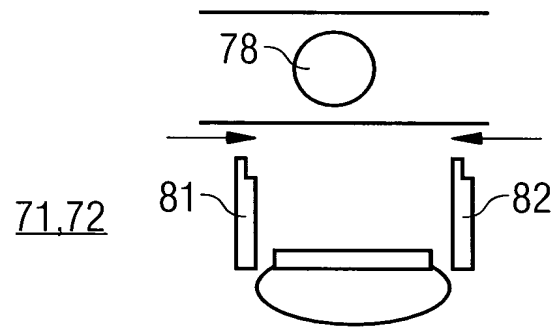


FIG 7

